

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 10-248835

(43)Date of publication of application : 22.09.1998

(51)Int.Cl.

A61B 6/03

(21)Application number : 09-057540

(71)Applicant : HITACHI MEDICAL CORP

(22)Date of filing : 12.03.1997

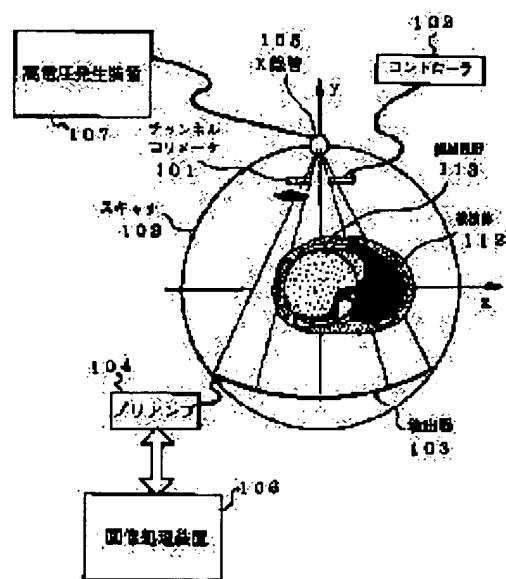
(72)Inventor : MIYAZAKI YASUSHI
NAKAZAWA TETSUO

(54) IRRADIATION RANGE LIMITING TYPE X-RAY CT DEVICE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To reduce exposure without causing the deterioration of an image quality by controlling a position of a diaphragm of a collimator at every views so as to irradiate an X-ray in a set irradiation range and restructuring an X-ray CT measurement.

SOLUTION: A CT scanner 108 continuously rotates an X-ray tube 105 and an X-ray detector 103 with their oppositely arranged condition and the X-ray tube 105 continuously or intermittently irradiate the X-ray receiving a voltage and current from a high voltage generator 107. In a spiral scanning, the CT measurement is performed while continuously inserting (or drawing out) a table with a subject 12 mounted thereon into an opening part of the X-ray scanner 108. A channel collimator 101 on an emission system path of the X-ray is used for setting an X-ray irradiation range so as to irradiate the X-ray only on the irradiation range 113 and a controller 102 controls the position of the collimator 101 at every views (projection angles).



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of

rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-248835

(43) 公開日 平成10年(1998) 9月22日

(51) Int.Cl.⁸

A 6 1 B 6/03

識別記号

3 2 0

F I

A 6 1 B 6/03

3 2 0 K

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願平9-57540

(22) 出願日 平成9年(1997) 3月12日

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72) 発明者 宮崎 靖

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株

式会社日立メディコ内

(72) 発明者 中澤 哲夫

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株

式会社日立メディコ内

(74) 代理人 弁理士 高崎 芳敏

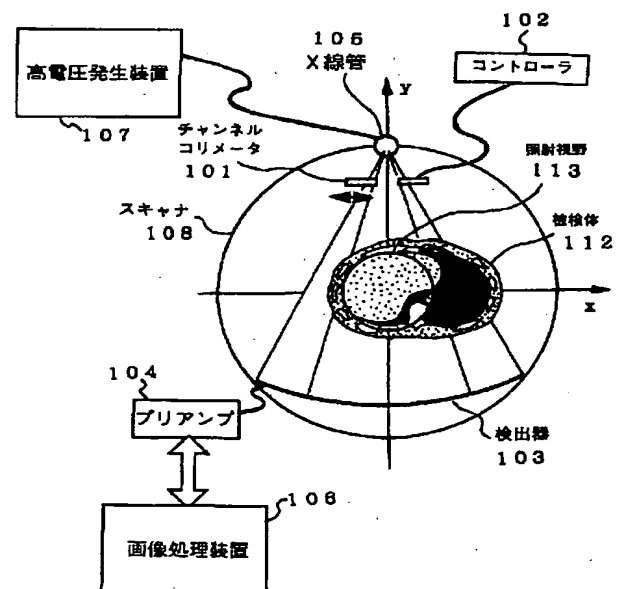
(54) 【発明の名称】 照射範囲限定式X線CT装置

(57) 【要約】

【課題】 本発明は、X線CT装置で連続的にまたは継続的に投影を実施した場合において、画質の低下無しに被曝を低減したい。

【解決手段】 本発明はX線の照射野を有効視野を含む範囲113に限定して撮影することを可能としたもので、照射範囲外は例えば計測動作を行わず、照射範囲外には以前に計測したデータを当てはめて再構成することを可能とした。そのためにX線の照射範囲を設定し、この設定した照射範囲外のX線を遮蔽するようにコリメータをビュー角度毎に位置制御する。

【効果】 患者、術者の被曝低減が画質低下無しに可能である。



1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 X線スキャナのX線の照射範囲を設定し、この照射範囲にX線を照射できるように各ビュー毎にコリメータの絞りのための位置制御を行い、絞りのための位置制御したコリメータを通じて被検体の照射範囲に向けてX線を照射してX線CT計測・再構成を行うX線CT装置。

【請求項 2】 X線スキャナのX線の照射範囲を設定し、この照射範囲にX線を照射するべく照射範囲の中心にX線スキャナの回転中心がくるように被検体搭載テーブルの位置制御を行い、この位置制御後に被検体の照射範囲に向けてX線を照射してX線CT計測・再構成を行うX線CT装置。

【請求項 3】 X線CT計測したデータの他に、照射範囲外（又はその内部の境界近傍を含む）のデータとして事前に計測又は計算したデータを併せて、照射範囲（及び又は内部や周辺）を含めて再構成を行うものとした請求項 1 又は 2 のX線CT装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、照射範囲を限定し得るX線照射可能なX線CT装置に関する。

【0002】

【従来の技術】X線透視法や超音波断層法にあっては、リアルタイム画像が得られるため、IVR(Interventional radiography)手技に利用されている。X線CT画像は、リアルタイムでの表示が得にくいいため、IVR技法に利用できにくかったが、最近、CT透視法が開発されてきた。CT透視法は、CT画像をリアルタイムで再構成・表示して、IVR手技や機能検査に活用しようとするものである。例えば、病巣の組織検査や治療を経皮的に実施したい時に穿刺のガイドとして用いる。CTガイド下で実施できることになり、手術時間の短縮、精度の向上をはかれる利点を持つ。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】CT画像を表示してのガイドは、穿刺とCT撮影を交互に繰り返して穿刺針先端の位置などを確認しながら行う場合と、CT撮影を連続的にやり穿刺針の位置を即座に確認できるように画像を逐次表示する場合とがある。後者は、リアルタイム的に断層像が得られるためさらに手術時間の短縮をはかれる反面、患者あるいは術者に対する被曝量の増大の問題が特にある。前者でも被曝量の増大の問題はありうる。

【0004】被曝量を低減するには、X線の管電流を下げればよいが、照射線量(mA秒=mAx秒のこと)の低下は、X線ゆらぎノイズの増大を招き、画質の劣化を生む。

【0005】本発明の目的は、画質の劣化を招くことなく、被曝低減をはかるX線CT装置を提供するものである。

2

【0006】

【課題を解決するための手段】本発明は、X線スキャナのX線の照射範囲を設定し、この照射範囲にX線を照射できるように各ビュー毎にコリメータの絞りのための位置制御を行い、絞りのための位置制御したコリメータを通じて被検体の照射範囲に向けてX線を照射してX線CT計測・再構成を行うX線CT装置を開示する。

【0007】更に本発明は、X線スキャナのX線の照射範囲を設定し、この照射範囲にX線を照射するべく照射範囲の中心にX線スキャナの回転中心がくるように被検体搭載テーブルの位置制御を行い、この位置制御後に被検体の照射範囲に向けてX線を照射してX線CT計測・再構成を行うX線CT装置を開示する。

【0008】

【発明の実施の形態】図1、図2は、本発明のX線CT装置を示す図である。図1がチャンネルコリメータや照射視野を明らかにした図、図2がCTスキャナを中心とする構成を明らかにした図である。CTスキャナ108は、X線管105とX線検出器103とを対向配置した状態で連続的に回転する（継続的なCT計測の事例も含む）。X線管105は、高電圧発生装置107からの電圧・電流を受けてX線を連続的又は間欠的に照射する。ここで連続的な回転とは、連続的にCTスキャナを回転して、連続的又は継続して再構成像を次々にオンライン的に得るための動作を指す。これにより、CT透視法等に用いることができるリアルタイム表示を実現できる。検出器103の検出信号はプリアンプ104を介して画像処理装置106に取り込まれ、画像再構成に供される。表示装置109は、再構成されたCT画像等を表示する。X線スキャナ108には開口部108Aがあり、この開口部108Aに被検体112を搭載したテーブル110を出し入れする。スパイラルスキャンでは、テーブル110を連続的に開口部108Aに入れながら（又は出しながら）、CT計測を行う。尚、図1には示していないが、図2にはホストコンピュータ111があり、このコンピュータ111が画像処理装置106、患者テーブル110、スキャナ108の各種制御、高電圧発生装置107の制御を行う。

【0009】更に、X線の放出系路上にチャンネルコリメータ101を持つ。チャンネルコリメータ101は、照射範囲113にのみX線が照射できるようにX線照射範囲設定用を使用する。このために、各ビュー（投影角度）毎にコリメータ101の位置制御を行うことが必要であるが、そのための手段がコントローラ102である。図2には、図面上、コントローラ102は省略してあるが、実際の設置位置は、スキャナ108内であり、ホストコンピュータ111の管理を受ける。チャンネルコリメータの他に、コリメータとしてはスライスコリメータがあるが、これはスライス幅決定用のコリメータであり、チャンネルコリメータとは異なる。一般に両者

3

は、組み合わせて使用する。

【0010】照射範囲について説明する。図1に図示した被検体112は、本来のCT断層像を被検体として擬似的に図示化したものである。かかる本来のCT断層像の中で特定した部位を選択し、これを照射範囲113と呼ぶ。照射範囲113は、特定の臓器そのものを指す例もあるが、一般的には本来のCT断層像の中でCT透視を行う部位などの感心領域を選ぶ。選び方は、例えば、CT断層像を表示装置109上に表示しておいて、その中の選択したい部位にマウスで円を描き、この円に囲まれた範囲を照射範囲とするやり方をとる。円以外にも各種の指定の仕方がありうる。

【0011】こうした照射範囲を360°（又は180°+α）走査する場合、ビュー毎にチャンネルコリメータの位置制御が不可欠である。このことを図3、図4により説明する。図3で円113が円で指定した照射範囲である。本来のX線CTでのスキヤナの回転中心をO₁とすると、選択指定した照射範囲113の中心O₂とは一致しない。回転中心O₁を中心としてスキヤナが回転するのに対し計測中心は中心O₂を中心とするある半径(r)の円113である。従って、ビュー角度毎にチャンネルコリメータの位置制御をはからなければ、計測中心O₂を中心とする半径rの円113への正確な照射はできない。コリメータ101は、チャンネル方向にみた場合、2つのチャンネルコリメータ101A、101Bから成る。そこで、各ビュー角度毎に（照射範囲のみにX線が照射できるように）コリメータ101A、101Bの変位を求めておき、この変位になるようにコリメータ101A、101Bの位置制御を行う。ここで、コリメータ101Aと101Bとは独立した制御を行う。勿論、スライス幅方向のコリメータもこのコリメータ101A、101Bに併せたスライス方向の位置制御を行う例もありうる。

【0012】図4(a)には、本来のCT計測のためのコリメータ101A、101BとファンビームX線A、検出器103との位置関係を示す。これに対して、あるビュー角度での円113のCT計測のためのコリメータ101A、101BとファンビームX線B、検出器10*

4

*3との位置関係を図4(b)に示す。図4(c)にはさらに別のビュー角度での様子を示す。図4(a)では、コリメータ101A、101Bは基準位置になるが、図4(b)ではコリメータ101Aが右側にΔx₁、コリメータ101Bが左側にΔx₂変位した例を示し、図4(c)ではΔx₃、Δx₄の変位した例を示す。図5には、コリメータ101(101A、101B)のビューj毎に、変位データΔx_{j1}、Δx_{j2}を格納しておく例を示し、こうしたテーブルを事前に用意しておき、各ビュー角度毎に読み出して位置制御をはかる。

【0013】図6には、図4の如きチャンネルコリメータの制御を行う、2つのビュー角度(j₁とj₂)の事例を示す。照射視野のみを照射できるように、ビュー角度j₁、j₂でコリメータの位置制御がなされていることが理解できよう。

【0014】変位テーブルデータ算出の仕方について説明する。図3はあるビュー角度での座標系を示し、焦点と回転中心を結ぶ線をy軸、それを回転中心O₁で直角に交わる線をx軸とする。コリメータ101A、101Bはx軸方向にそれぞれ独立に移動可能なものとしておく。そこで、円113を照射範囲とした場合、コリメータ101Aは、正規のCT計測時のコリメータ位置に比してΔx₁右側に変位させ、コリメータ101BはΔx₂左側変位させる。こうした変位になると、X線ビームは、照射範囲113のみを照射範囲とするビームとなる。

【0015】今、円113の中心を(X_c、Y_c)、半径rとする。設定されたX線の照射範囲は、焦点を見込む角度としてθ₁からθ₂までである。従って、コリメータ101A、101Bの通常の正規位置からの移動量はΔx₁、Δx₂となる。Δx₁、Δx₂はビュー毎に異なり、事前に求めておく。θ₁、θ₂、Δx₁、Δx₂との関係は以下となる。但し、dは、焦点と回転中心O₁との距離、X₁₀は正規のコリメータ101Aの位置、x₂₀は正規のコリメータ101Bの位置、y₀は焦点とコリメータ101A、101Bとのy軸上での距離である。

【数1】

$$\theta_2 = \tan^{-1} \frac{x_c}{d-y_c} + \sin^{-1} \frac{r}{x_c^2 + (d-y_c)^2}$$

$$\theta_1 = \tan^{-1} \frac{x_c}{d-y_c} - \sin^{-1} \frac{r}{x_c^2 + (d-y_c)^2}$$

【数2】

$$\Delta x_2 = y_0 \tan \theta_2 - x_{20}$$

$$\Delta x_1 = y_0 \tan \theta_1 - x_{10}$$

5

以上の Δx_1 、 Δx_2 を各ビュー毎にその各座標系 $x-y$ のもとで事前に求めてメモリにテーブルとして格納しておく。

【0016】現実的には、上記移動は、連続的に行われた場合（即ち、1ビュー計測中も移動すること）、各投影データ計測時に検出器103の検出素子の境界に完全に一致しない。また、後述の手法によって有効チャンネルを決定すればよいと、移動量の精度はそれ程高なくてもよい。場合によっては、制御パラメータを正弦波などの周期関数で近似することも可能である。

【0017】図7には、穿刺CT透視法への適用フローチャートを示す。このフローチャートは、精密撮影と穿刺撮影からなり、精密撮影では充分な量のX線条件の元で撮影して正確な穿刺スライスや位置を決定し、穿刺用撮影では被曝線量を抑えるべく管電流を低くして連続的な撮影を可能とする。以下順を追って説明する。

(1) 精密撮影範囲決定（フローF1、F2）。

患者をテーブル110にセット完了した後、断層像の撮影位置を決定するためにまずスキュノグラム（X線管は静止し、テーブル110を移動しながら撮影した透視像）を得る。撮影範囲の設定は表示されたスキュノグラム上で行う。撮影範囲は撮影開始位置、撮影間隔、撮影枚数で、スパイラルスキュノグラムの場合は撮影開始位置、テーブル移動速度、スキュノ回数などである。

(2) 精密撮影（フローF3、F4）。

設定した条件に従って、ホストコンピュータ111は高電圧発生装置107には管電圧、管電流をセットし、患者テーブル110にはスパイラルスキュノグラムの際の移動スピードなどをセットする。また、設定スライス厚に応じてスライスコリメータを制御する。精密撮影時はチャンネルコリメータ101A、101Bは通常位置にあり、全チャンネルにX線が入射するようになっている。再構成画像としては充分診断が可能な精密画像が得られる。

(3) 穿刺スライス・照射野決定（フローF5、F6）。精密撮影が終了すると医師は撮影画像を観察し、標的とする組織の位置や標的までの穿刺系路上に重要臓器がないかなど、標的周辺の情報を得ると共に穿刺撮影のスライスを決定する。さらに、選択された穿刺撮影スライス上でX線照射範囲を設定する。照射範囲はマウスやトラックボールなどのポインティングデバイスで円形領域を描画することで円形領域の外側に直接にX線が照射されないように設定する。

(4) リファレンススキュノ等（フローF7、F8、F9、F10）。

ホストコンピュータ111の指示により患者テーブル110は選択されたスライス位置まで天板を移動する。ここで、穿刺用の低線量条件でチャンネルコリメータ101A、101Bが通常位置の場合（これが本来のリファレンススキュノと呼ばれる）と照射野限定した場合とでそれぞれ撮影（照射野限定した場合に、照射野外でのリ

6

ファレンス（参照）スキュノのデータを参照することが必要）をし、スライス位置、および照射範囲の設定の確認を行う。

(5) 穿刺撮影（フローF11、F12）

リファレンススキュノで所望の画像が得られれば、コリメータ101A、101Bの位置が照射視野（範囲）になるように位置制御しながら、穿刺撮影の連続スキュノに移行し、撮影データを逐次再構成して時間的に連続した断層画像を表示する。

【0018】画像再構成に際して、照射範囲外の再構成を要求されることも多い。そのための処理内容例について以下説明する。図8にそのフローチャートを示す。図8は、計測したデータにプリアンプ暗電流によるオフセット補正（フローF1）、X線変動補正（フローF2）、線質補正やログ変換などの（F3、F4）の前処理にパッキング処理（F5）を追加した。ここでパッキング処理とは照射範囲を限定したため、再構成に無効なデータ範囲を求め、そのデータを事前に計測したデータに置き換える処理である。照射範囲を限定して撮影した場合の投影データは、図9（c）に太実線で示したように、コリメータ101A、101Bによって遮蔽された領域のデータはオフセット補正後はほぼゼロになる。従って、同図（a）に示したログ変換後のデータ算出時に、 I/I_0 が非常に小さな値であるため、オーバーフローしてしまう。ここで、ログ変換後のデータの有効データ範囲外を0としてしまうと境界チャンネル i_a 、 i_b に非常に高い周波数成分が発生し再構成フィルタで強調されるため、画像上にアーチファクトが現れてしまう。これらの問題の解決策がパッキング処理である。

【0019】この領域の境界チャンネル i_a 、 i_b は（数1）の θ によって簡単に求めることができる。しかし、前述のように検出素子境界に一致しないことやコリメータの移動精度により、境界チャンネル近傍のデータの信頼性は低いため若干の余裕を持たせ数チャンネル程度内側のデータを有効とするやり方をとってもよい。あるいは、図9（c）オフセット補正後のデータに対して閾値処理を施して i_a 、 i_b を定義しても良い。閾値処理を用いればコリメータ移動精度が多少低くても有効データ範囲は容易に求められる。

【0020】有効データ範囲が決定したら、事前にチャンネル方向のコリメート無しに計測（正規のCT計測上でのコリメータ101A、101Bの位置での計測）したデータの無効データ範囲のデータを当てはめる処理を行う。今、対象とするデータを $R(i, j)$ 、事前計測した投影データ $P(i, j)$ （例えば、穿刺スライス位置の確認スキュノ時にチャンネルコリメーション無しで計測したもの）とすると、パッキング処理後のデータは次式となる。ここで、 i はチャンネル番号、 j は投影番号である。

【数3】

$$R(i, j) = \begin{cases} P(i, j) & i \leq i_a, i \geq i_b \\ R(i, j) & i_a < i < i_b \end{cases}$$

【0021】パッキング処理は完全に同スライスの場合には問題ないが、スライスがずれた場合にはPとRの2つの投影データの継ぎ目に段差ができることが考えられる。このように無視できない段差が生じる場合には、つなぎ目近傍のデータに対して移動平均や加重平均などの処理を施してなめらかにつながるようにする必要がある。尚、計測データ以外に計算したデータを当てはめる例もありうる。

【0022】図1～図6はチャンネルコリメータの位置制御の例であるが、患者の自動ポジショニングによっても実現できる（又は、図1～図6と自動ポジショニングとの併用）。患者の自動ポジショニングとは設定した照射野の中心が回転中心と重なるような患者テーブルの移動量を求め、容易に照射野を回転中心に設定することを可能としたものである。図10に示したように、テーブルのx-y方向の移動を自動的にを行う機能を設けた（フ
ローFg）。設定した照射野が回転中心と中心を同じにする円領域であれば、どの角度からの計測でも同じ見込み角であるためスキャン前に一度だけコリメータを設定すればよい。従って、図1に比べて、照射範囲が定まれば一回だけテーブルの位置制御を行うだけでよく、制御も容易で信頼性も高くなる。パッキング処理も有効データ範囲が各ビューで同じとなるため簡単な処理になる。

【0023】本実施の態様によれば照射野の限定を可能とし、さらに、無効データ範囲に事前に計測したデータを当てはめることで有効視野内の画質を維持することも可能となる。また、本発明は穿刺撮影だけでなく、造影剤の流入などダイナミックな観察をする場合などの撮影にも用いることができる。また、CT透視以外の一般のCT計測にも採用できることは言うまでもない。

【0024】

【発明の効果】本発明によれば、照射野を例えば関心領域程度に限定することで、被検体あるいは術者の被曝低

減ができるとともに、照射範囲外には以前に計測したデータを当てはめて再構成することにより、撮影領域を被検体がはみ出した場合においても特別な補正を行わずに再構成可能とした。

【図面の簡単な説明】

【図1】CTスキャナファンビームX線を中心とする構成図である。

【図2】X線CT装置の全体構成図である。

【図3】本発明での照射範囲の設定例図である。

【図4】異なるビュー角度でのチャンネルコリメータの位置変位例を示す図である。

【図5】コリメータテーブルのデータ構成図である。

【図6】異なるビュー角度での照射範囲のCT計測例図である。

【図7】本発明のCT透視例のフローチャートである。

【図8】本発明の再構成でのフローチャートである。

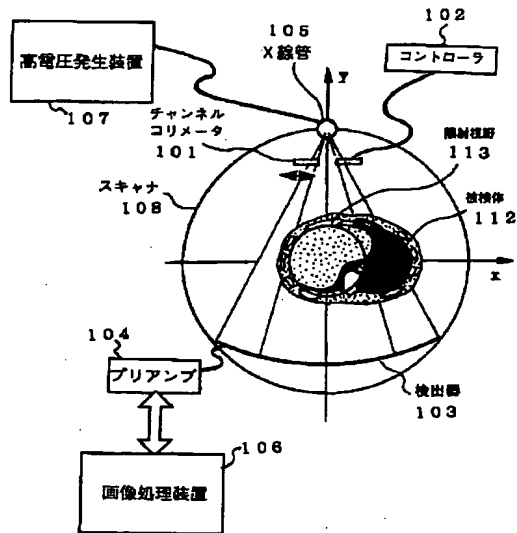
【図9】本発明のデータ埋め込みのための説明図である。

【図10】本発明の他のCT透視例のフローチャートである。

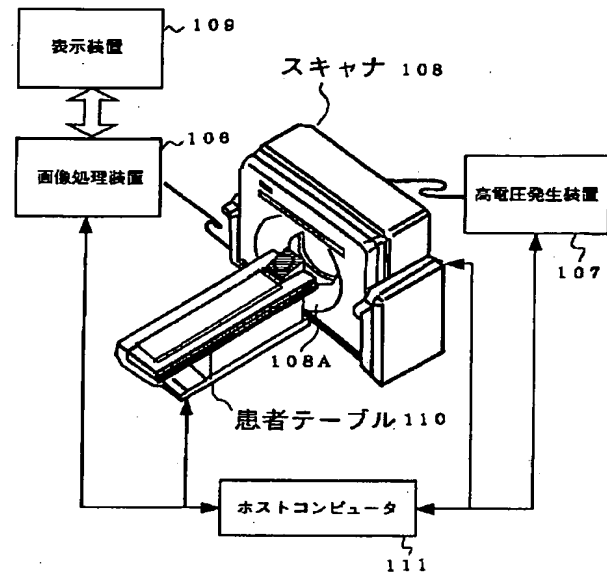
【符号の説明】

- 101 チャンネルコリメータ
- 102 コントローラ
- 103 チャンネルX線検出器
- 104 プリアンプ
- 105 X線管
- 106 画像処理装置
- 107 高電圧発生装置
- 108 X線スキャナ
- 109 表示装置
- 110 患者テーブル
- 111 ホストコンピュータ
- 112 被検体
- 113 照射視野（照射範囲）

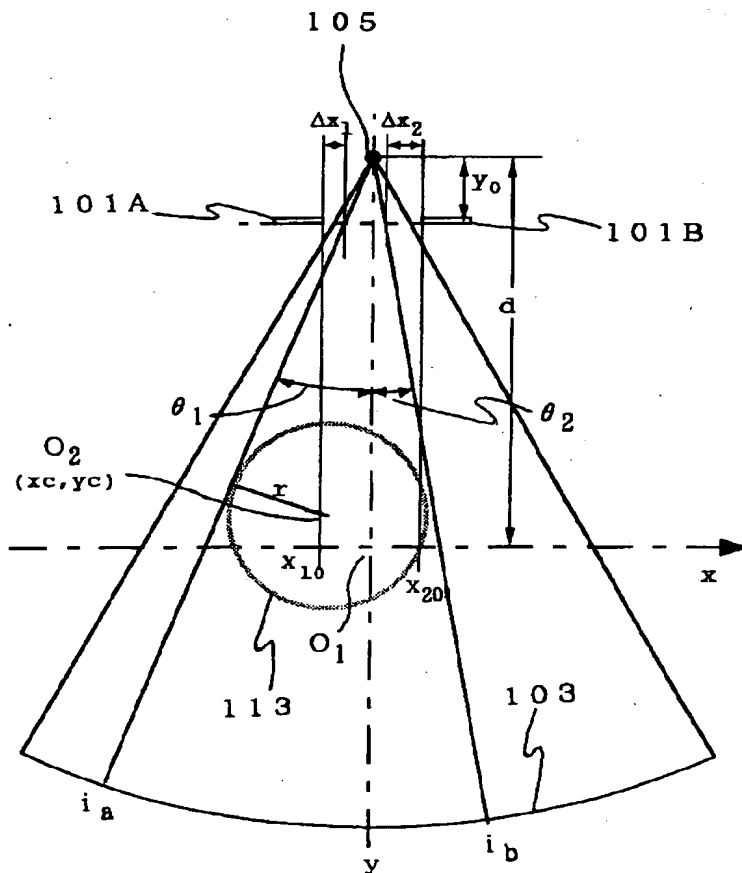
【図1】



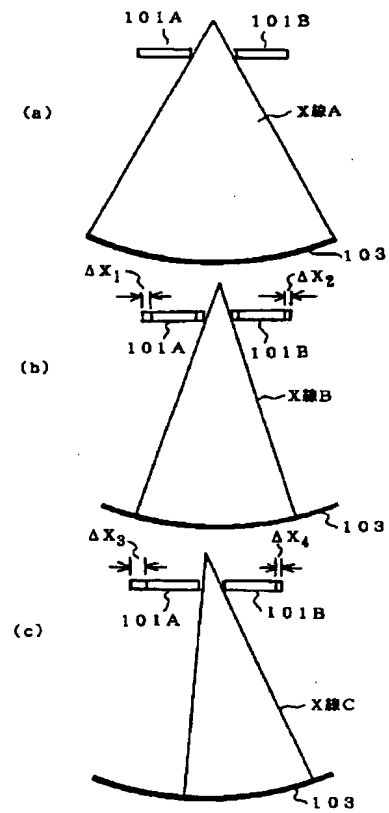
【図2】



【図3】



【図4】

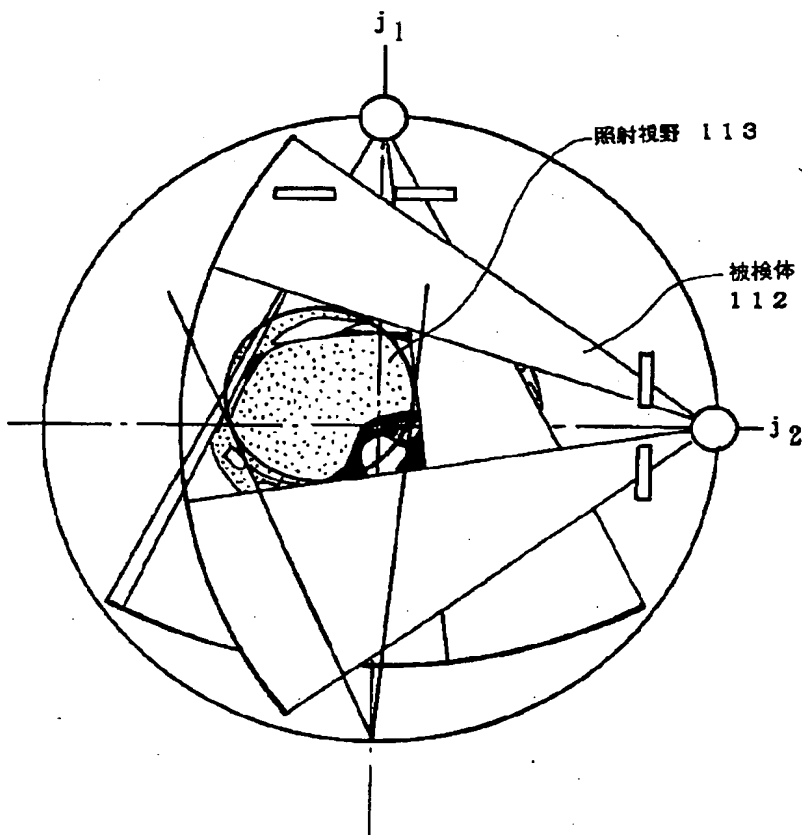


【図5】

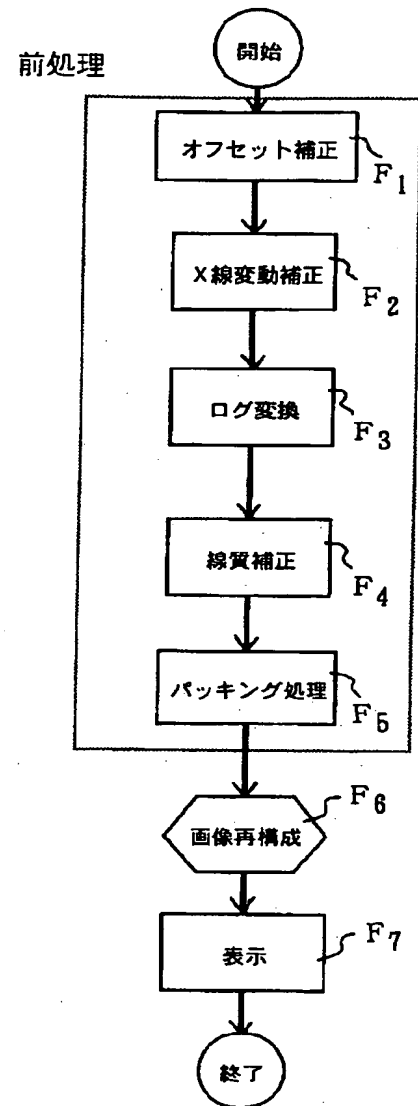
コリメータテーブル

ビュー角度	コリメータ101A	コリメータ101B
1	Δx_{11}	Δx_{12}
2	Δx_{21}	Δx_{22}
3	Δx_{31}	Δx_{32}
4	Δx_{41}	Δx_{42}
\vdots	\vdots	\vdots
j	Δx_{j1}	Δx_{j2}
\vdots	\vdots	\vdots

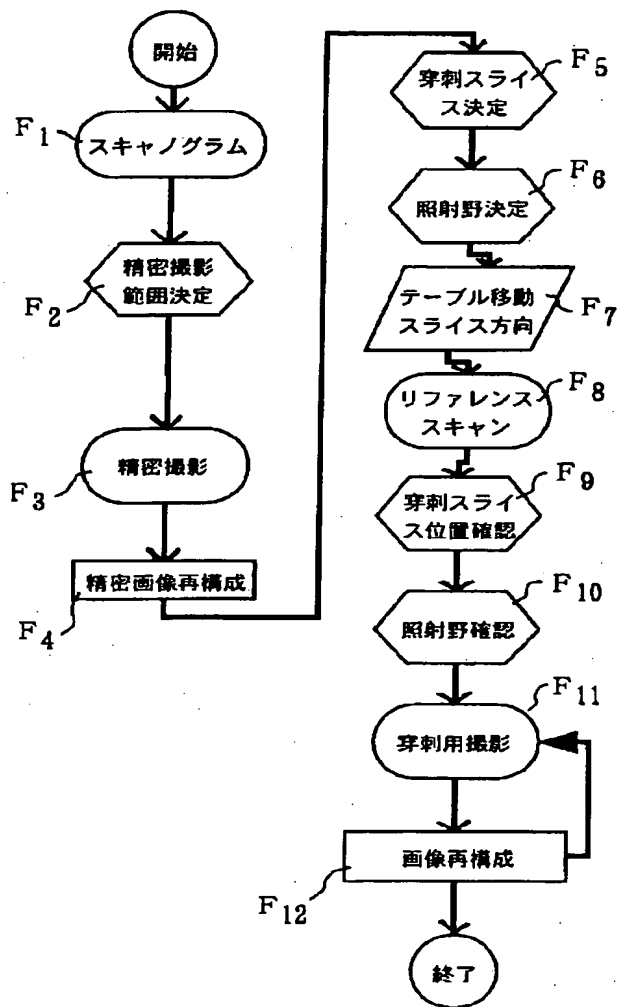
【図6】



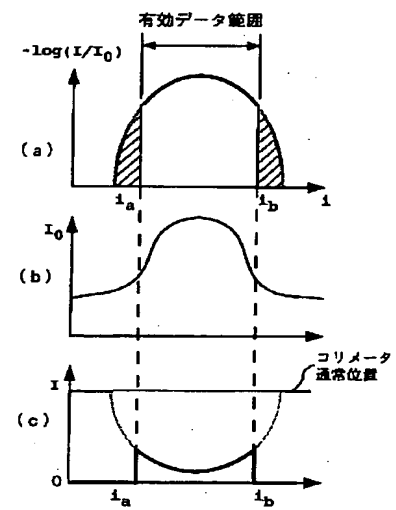
【図8】



【図7】



【図9】



【図10】

